

ファイバーレーザーを用いた微小機能要素の製作に関する研究

千葉大学大学院 人工システム科学専攻

助教 松坂壮太

(平成 18 年度奨励研究助成 AF-2006031)

キーワード：ファイバーレーザー加工，ステンレス鋼，
マイクロばね，ステント

1. 研究の背景と目的

近年，MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)やマイクロマシンといった微小デバイスに関する研究開発が活発に行われており，その製作にあたっては，半導体，ガラス，金属材料等の各種材料に対して，リソグラフィ/エッチング法，機械工作法，レーザー加工法等の多種多様な加工技術が適用されている¹⁾。なかでもレーザー加工法は

- 1) 高エネルギー加工法であるため対象材料を選ばない。
- 2) 加工装置を比較的安価に構成できる。
- 3) 複雑形状製作に対する自由度が高い。

などの理由から，試作品製作の分野で他手法に比べて大きな優位性を有している²⁾。特にファイバーレーザーは集光性が高く，これまでレーザー加工に多用されてきた，同程度の波長・パルス幅・パルスエネルギーを有するNd:YAGレーザーに比べて，より微細な加工が可能となる。本研究では，Yb 添加ファイバーレーザーを光源とした加工システムを構築し，ステンレス鋼製微小機能要素（マイクロばね・医療用ステント）の製作を試みた。

2. 実験方法

2.1 加工システムの構成³⁾

実験に使用したレーザー発振器はYb 添加ファイバーレーザー（フジクラ，FL-01，波長：1064 nm，パルス幅：80~100 ns，繰返し周波数：10~100 kHz）である。加工用サンプルは，自動5軸ステージ（駿河精機，KS201-20HD(x-y 軸），

KS3232-8N(z 軸)，KS401-60(θ ， ω 軸)上に設置され，鉛直上方よりレーザー光が照射される。自動5軸ステージは，ステージコントローラを介してPCに接続され，VisualBasic(Microsoft)プログラムにより制御可能である。Fig. 1(a)に加工装置の概略を，Fig. 1(b)に今回の実験で用いたステージ配置を示す。本配置により，機械工作における旋盤加工法に類似の加工が可能となる。また，サンプル上方(θ 軸上)および側方(ω 軸上)にはCCDカメラを設置し，ステージの回転軸とレーザー照射位置の整合ならびに加工中のサンプル観察に利用した。

2.2 供試材料

加工サンプルはステンレス鋼細管（外径：550 μm ，内径：300 μm ）であり，レーザー照射終了後，Table 1に示す水溶液中，Table 2に示す条件で電解エッチング処理を行った⁴⁾。加工後のサンプルの観察には，走査型電子顕微鏡（JEOL，JSM-840A）を用いた。また，製作したマイクロばねに対し，光学顕微鏡下で荷重を課して伸びを測定し，そのばね定数を算出した。

2.3 ステージ回転軸とレーザー照射位置との整合方法

Fig. 1(b)のステージ上にサンプルを設置した場合，ビーム照射点が回転軸上にないため，そのまま回転加工を行うと当然，設計寸法との間に誤差を生じる。発生する位置ズレをFig. 2(a)および(b)に示す。Fig. 2に示すように，y方向のズレ量 δy およびz方向のズレ（微小な焦点ズレ）量 δz が存在した場合， ω 軸の回転運動を行いながらレーザー光を照射した場合，扇形の加工痕が形成される。そこで，

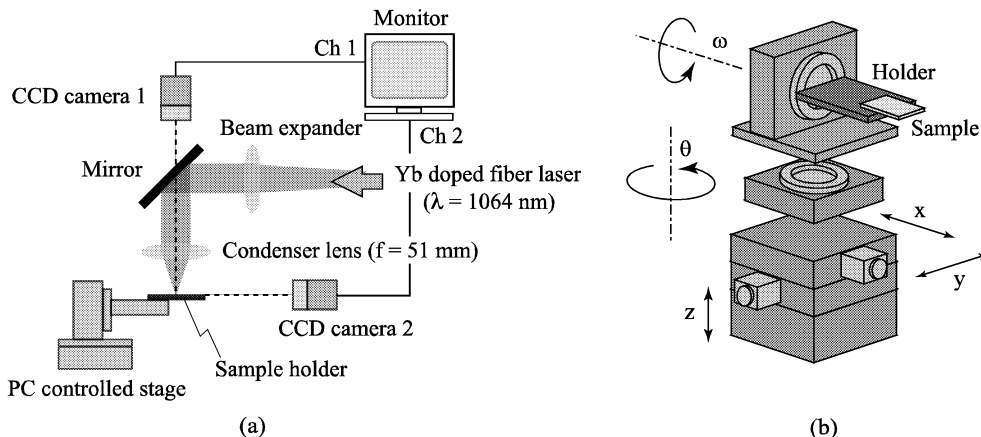


Fig. 1 Schematic illustrations of experimental set-up. (a) Overview and (b) stage alignment for lathe processing.

Table 1 Composition of electrolyte for electrochemical etching.

Component	Amount
88% H ₃ PO ₄ (ml)	65
98% H ₂ SO ₄ (ml)	25
Distilled water (ml)	10
Na ₅ O ₁₀ P ₃ (g)	0.25

Table 2 Etching conditions.

Parameters	Value
Temperature (K)	303-313
Voltage (V)	5.0-7.5
Current (A)	11
Time (s)	15-80

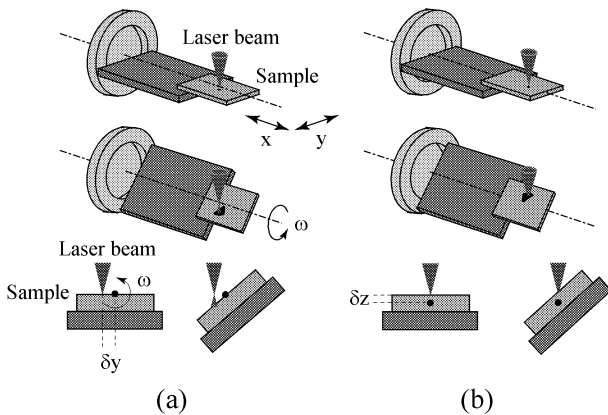


Fig. 2 Misalignment definitions between laser irradiation point and rotation axis. (a) δy and (b) δz .

Table 3 Experimental conditions.

Parameters	Value
Pulse repetition rate (kHz)	10
Pulse duration (ns)	80
Focused beam diameter (μm)	30
Power / Pulse energy (W / mJ)	0.5 / 0.05
Scan (times)	5
Rotation rate (degree/s)	4.0

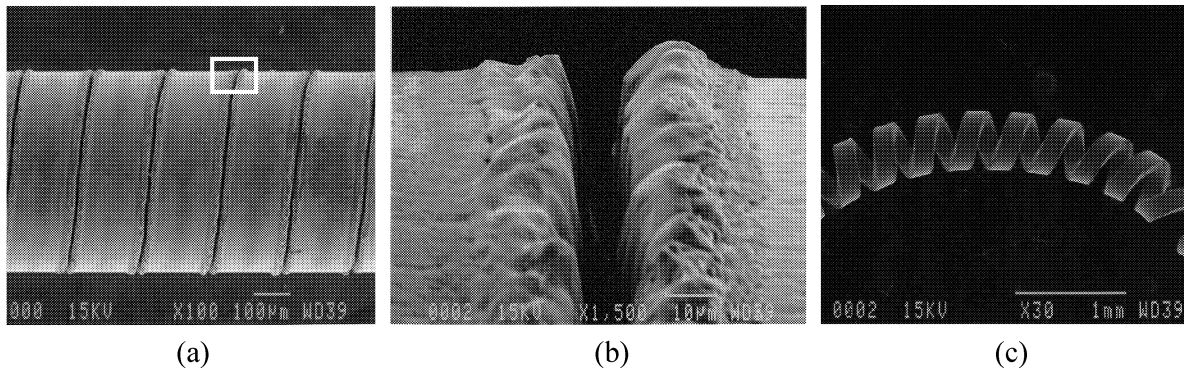


Fig. 3 SEM photographs of spirally grooved stainless steel pipe. (a) As laser irradiated sample, (b) magnified view of (a) and (c) stretched sample.

モニタ上で、これらのズレ量がゼロとなるよう y 軸, z 軸ステージを駆動させ、回転軸とビーム照射点の整合を図った。

3. 実験結果

3.1 マイクロばね形状の製作

上述のように、ステージ上に設置したステンレス鋼管に対し、 ω 軸とビーム照射点との整合を行った後、ねじ切りの要領で螺旋形状加工を行った。レーザ照射条件を Table 3 に、実験結果を Fig. 3 (a) に示す。同図より、加工後のステンレス鋼管に変形等は認められず、溝幅の小さい加工が行われていることが分かる。Fig. 3 (b) (Fig. 3 (a) 中の白線枠内の拡大図) から、この加工溝幅は約 10 μm である。

また、Fig. 3 (b)より加工溝周辺に溝幅と同程度の熔融堆積物が残存していることが分かった。なお、この加工溝は、管内部まで達しており、螺旋形状は自由に伸縮可能であった(Fig. 3 (c))。また Fig. 3 (c) より微小管の反対側内面に加工痕等の欠陥は認められなかった。

そこで、螺旋状に溝を形成したサンプルに対し、Table 1, Table 2の条件で数十秒間の電解エッチング処理を行った。印加電圧が 5.0 V および 7.5 V の場合の結果を Fig. 4 に示す。同図から、エッチング時間の経過に伴い、加工溝部から材料が除去され、表面が平滑になるとともに丸みを帯びたばね形状に近づいていることが分かる。また、エッチング時間の経過に伴う、ばね線幅とばね定数の変化を Fig. 5 に示す。これらの図から分かるように、ばね線幅の減少に

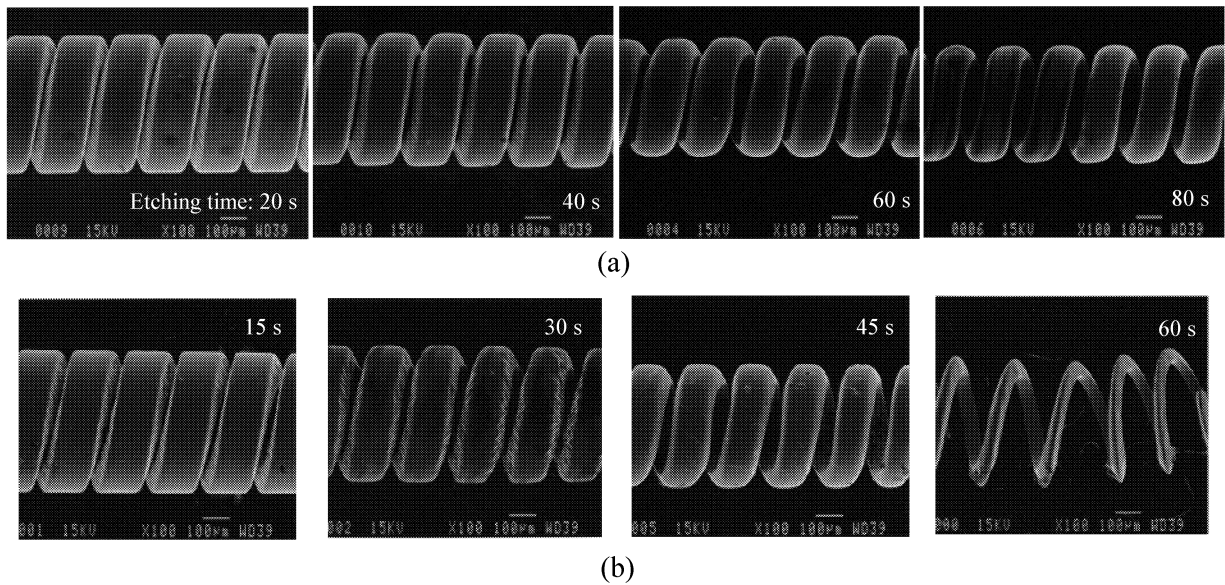


Fig. 4 SEM photographs of micro-springs formed on stainless steel tube.
 (a) Applied voltage in electro-chemical etching: 5.0 V, (b) 7.5 V.

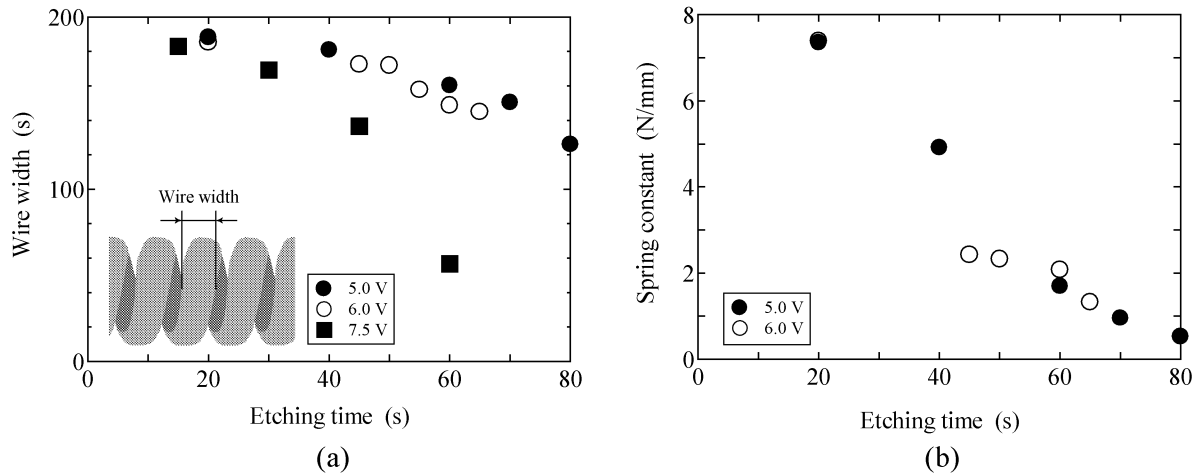


Fig. 5 Change in micro-spring characteristics with electro-chemical etching time. (a) Wire width and (b) spring constant.

伴って、ばね定数は約 7.5 から 0.5 N/mm までに亘って、広い範囲で緩やかに減少している。この結果は、ステンレス鋼管の寸法、ステージの回転・走査条件（ばねのピッチ）およびエッチング条件により、自由なばね定数を有するばねの製作が可能となることを示唆している。さらに低い電圧印加条件を採用することにより、Fig. 5 (b) におけるばね定数の低下はより緩やかになり、ばね定数の制御も容易になると予想される。

3.2 ステント形状の製作

マイクロばねの製作に類似した加工法により、医療用ステント形状の製作も可能となる。ステントとは血管の狭窄に起因した症状に対して、バルーンとともに狭窄部位に挿入し、血管を内部から広げる医療器具である。通常、SUS316L ステンレス製品が用いられるが、今回は試作品としてマイクロばねと同様の SUS304 管を用いて製作を行った。製作手順はマイクロばねの場合と同様であり、ステ

ンレス鋼管上に網目状の細溝を形成した後、電解エッチング処理を行った。エッチング条件は 5.0 V, 30 s とした。エッチング処理前後のステント形状の SEM 写真を Fig. 6 に示す。両図から分かるように、エッチング前は切断面が荒れているのに対し、処理後は表面が平滑化され、丸みを帯びた形状となっている。ステントの適用箇所を考えれば、このような形状は非常に有利な点と考えられる。また現在、ステントは冠動脈のような、比較的太い血管内に設置されることが多いが、本手法によれば、さらに細いステント形状の製作も容易であり、より細径の血管内に設置できる可能性も有している。

4. 結言

本研究では、Yb 添加ファイバーレーザと PC 制御自動 5 軸ステージからなる加工システムを構築した。ステンレス鋼細管に対して、本システムによる精密切り抜き加工を行った後、数十秒間の電解エッチング処理を行うことで、極

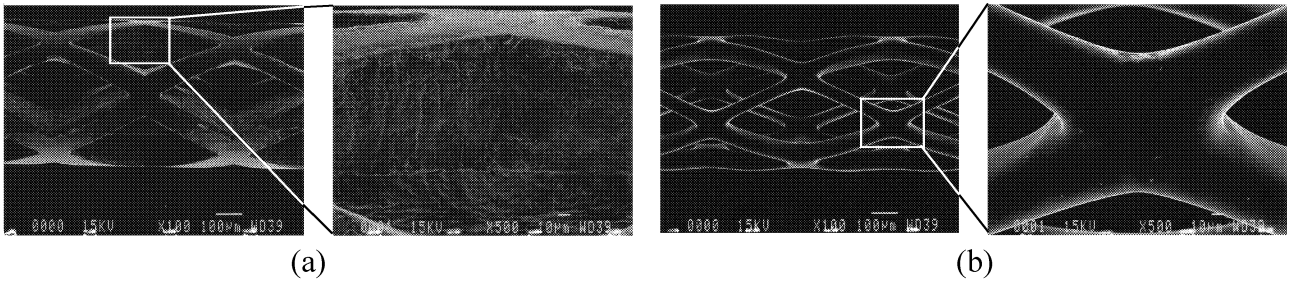


Fig. 6 SEM photographs of micro-stent. (a) As laser irradiated sample and (b) after electro-chemical etching.

めて平滑な加工表面を有するマイクロばね、ステント形状を製作することができた。これらのばね線幅や網線幅はエッチング時間によって自在に制御可能であり、特にマイクロばねにおいては、自在なばね定数を有するばねの製作が可能となった。このような寸法・形状の構造は従来の機械工作法では製作が非常に困難であり、レーザ加工法の優位性を示すものと考えられる。今後は、これらの微小要素の組立手法の提案が重要な課題となると予想される。

謝辞

本研究の実施に際し、天田金属加工機械技術振興財団より奨励研究助成(AF-2006031)を賜りました。ここに厚く御礼申し上げます。また、ファイバーレーザ発振器をご貸与頂いたフジクラ（株）および、実験にご協力頂いた、千葉大学大学院 溝口要平氏に感謝致します。

参考文献

- [1] 藤田博之, 「マイクロ・ナノマシン技術入門」, 工業調査会, (2003).
- [2] A. Kai, and Y. Kawamura, 'Laser Micro Machining of Ultraviolet and Infrared Simultaneous Irradiation', Proceedings of SPIE, **5662**, 538-542 (2004).
- [3] 松坂壮太, 飯島賢介, 渡部武弘, 「5 軸レーザ加工法によるマイクロ機能要素の製作」, レーザ加工学会誌, **14**, 255-259 (2007).
- [4] A. Raval, A. Choubey, C. Engineer and D. Kothwala, 'Development and assessment of 316LVM cardiovascular stents', Materials Science and Engineering A, **386**, 331-343 (2004).